









**Junction element for osteosynthesis.**

**Patent number:** EP0409364  
**Publication date:** 1991-01-23  
**Inventor:** KRANZ CURT DR-ING (DE); SCHMITZ HERMAN-JOSEF DR DR (DE)  
**Applicant:** MECRON MED PROD GMBH (DE)  
**Classification:**  
- **International:** A61B17/58  
- **European:** A61B17/68  
**Application number:** EP19900250174 19900705  
**Priority number(s):** DE19893923411 19890713

**Also published as**

 EP040936  
 DE392341  
 EP040936

**Cited documents:**

 EP027070  
 DE750386  
 EP034015  
 US377949  
 DE813349

**Abstract of EP0409364**

Junction element for osteosynthesis consisting of a hollow sleeve, which is preferably elastically deformable and can be spread open, and which has an internal diameter decreasing in the direction from an end face, and also consisting of a pin whose external diameter is greater than the smallest internal diameter and smaller than the greatest internal diameter of the sleeve and whose length corresponds essentially to the length of the inner bore of the sleeve, the sleeve and the pin consisting of resorbable material.

19



Europäisches Patentamt  
European Patent Office  
Office européen des brevets



11 Veröffentlichungsnummer: **0 409 364 A2**

12

## EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

21 Anmeldenummer: 90250174.1

51 Int. Cl.<sup>5</sup>: **A61B 17/58**

22 Anmeldetag: 05.07.90

30 Priorität: 13.07.89 DE 3923411

43 Veröffentlichungstag der Anmeldung:  
23.01.91 Patentblatt 91/04

64 Benannte Vertragsstaaten:  
**CH DE ES FR GB LI**

71 Anmelder: **MECRON MEDIZINISCHE  
PRODUKTE GMBH**  
Nunsdorfer Ring 23-29  
D-1000 Berlin 48(DE)

72 Erfinder: **Kranz, Curt, Dr.-Ing.**  
Kufsteiner Strasse 12  
D-1000 Berlin 62(DE)  
Erfinder: **Schmitz, Herman-Josef, Dr. Dr.**  
Fronhofer Strasse 14  
D-1000 Berlin 41(DE)

74 Vertreter: **Christiansen, Henning, Dipl.-Ing. et  
al**  
Patentanwalt Pacelliallee 43/45  
D-1000 Berlin 33(DE)

54 Verbindungselement für die Osteosynthese.

57 Verbindungselement für die Osteosynthese, bestehend aus einer aufspreizbaren, vorzugsweise elastisch verformbaren hohlen Hülse mit von einer Stirnfläche aus abnehmendem Innendurchmesser und einem Stift, dessen Außendurchmesser größer als der kleinste und kleiner als der größte Innendurchmesser der Hülse ist und dessen Länge im wesentlichen der Länge der inneren Bohrung der Hülse entspricht, wobei die Hülse und der Stift aus resorbierbarem Material bestehen.

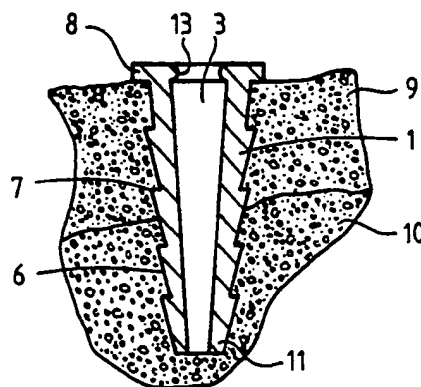
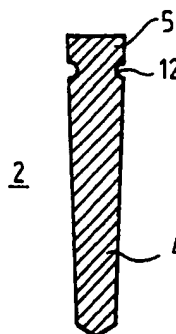


Fig.1

## VERBINDUNGSELEMENT FÜR DIE OSTEOSYNTHESE

Die Erfindung betrifft ein Verbindungselement für die Osteosynthese der im Oberbegriff des Anspruchs 1 angegebenen Art.

Die Vereinigung reponierter Knochenfragmente wird bisher hauptsächlich mittels Schrauben, Platten, äußerer Festhalter, Zuggurtung und Marknagelung durchgeführt.

Die Wirkungsweise von Platten und äußeren Festhaltern entspricht dabei einer Weiterentwicklung bzw. Modifizierung der direkten Verschraubung. Nachteilig bei der Verschraubung reponierter Knochenfragmente ist vor allem eine verbleibende Unsicherheit in bezug auf die Stabilität der Verbindung. Um bestmögliche Stabilität zu erreichen, ist eine genaueste Berücksichtigung aller für den jeweiligen Anwendungsfall charakteristischen Randbedingungen erforderlich. Entsprechend groß ist die Sortimentsbreite bei Schrauben, Platten und äußeren Festhaltern. Darüberhinaus führt die Verwendung von Platten und äußeren Festhaltern zu einer starken Belastung des Gewebes beiderseits der Fraktur, da jeweils mehrere Schrauben zum Einsatz kommen. Die Vorarbeiten vor dem Eindrehen der Schrauben sind sehr zeit- und arbeitsaufwendig.

Das Einsatzgebiet der Zuggurtungsosteosynthese ist eng begrenzt, da die Zuggurtung nur bei einfachen Brüchen oder als Zusatzsicherung neben anderen Methoden anwendbar ist.

Die Vereinigung von Knochenbruchstücken mittels Marknagelung ist ebenfalls auf bestimmte Arten von Brüchen beschränkt. Eine stabile Nagelung ist nur nach Aufbohren der Markhöhle möglich. Um Bewegungen im Frakturspalt zu verhindern, muß der Nagel außerordentlich lang und dick sein. Nagelabmessungen in der Größenordnung von 13 mm Durchmesser und 300 mm Länge sind die Folge. Die Vorbereitung der Marknagelung ist nicht weniger aufwendig als die der Verschraubung.

Der wesentliche Nachteil aller bekannten Implantate zur osteosynthetischen Vereinigung reponierter Knochenfragmente besteht darin, daß ihre stabilisierende Wirkung relativ gering und schwer voraussagbar ist.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verbindungselement zur Vereinigung reponierter Knochenfragmente anzugeben, das sich durch verbesserten Halt und möglichst geringe Belastung des den Bruchspalt umgebenden Gewebes auszeichnet. Außerdem soll eine Nachoperation entbehrlich sein.

Diese Aufgabe wird mit den kennzeichnenden Merkmalen des Anspruchs 1 gelöst.

Die Erfindung basiert auf der Erkenntnis, daß mit Hilfe eines zweiteiligen Implantats, wobei der

eine Teil zum Aufspreizen des anderen Teiles dient, ein sehr intensiver Kontakt mit der Knochensubstanz und damit ein fester Sitz des Implantates erzielbar ist. Dabei besteht das Implantat aus einem zylinderähnlichen Aufnahmeteil, das mit einer konischen axialen Bohrung versehen ist und einem Nagel, dessen Schaftdurchmesser zwischen dem kleinsten und dem größten Bohrungsdurchmesser des Aufnahmeteiles liegt und dessen Schaftlänge etwa der der Bohrung des Aufnahmeteiles entspricht. Der Nagel wird nach dem Einsetzen des Aufnahmeteiles zwischen den Knochenfragmenten in die konische Bohrung des Aufnahmeteiles eingeschlagen, womit - geringe Elastizität oder Biegsamkeit des Aufnahmeteiles vorausgesetzt - eine Verteilung zwischen dem Aufnahmeteil und dem umgebenden Knochengewebe hervorgerufen wird. Durch resorbierenden Abbau des Implantats und Ersatz durch Knochengewebe wird dessen spätere operative Entfernung entbehrlich.

Verstärkt wird dieser Effekt entsprechend einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung durch Schlitzung der Wandung des Aufnahmeteiles in dem Bereich ungefährer Übereinstimmung des Durchmessers der konischen Bohrung und des Nageldurchmessers. Auf diese Weise läßt sich ein Auseinanderspreizen eines bestimmten Teiles, vorzugsweise des distalen Endes, des Aufnahmeteiles erreichen.

Ist die äußere Mantelfläche des Aufnahmeteiles mit quer zur Bohrung verlaufenden zahnähnlichen Vorsprüngen versehen, resultiert daraus ein widerhakenähnliches Einkrallen des Implantates in das Knochengewebe, wodurch die Wahrscheinlichkeit des unbeabsichtigten Auslockerns des Implantates weiter absinkt. Derartige Vorsprünge können beispielsweise als konzentrische Ringe oder als Gewinde ausgebildet sein.

Nutenartige Vorsprünge, die sich längs der Bohrungsachse erstrecken, verhindern ein unbeabsichtigtes Verdrehen des Implantates.

Das Einschlagen des Nagels kann bei gleichzeitiger Reduzierung der Verkantungsgefahr durch eine stetige Abnahme des Nageldurchmessers in Richtung zur Nagelspitze erleichtert werden. Jedoch muß die Durchmesserabnahme des Nagels geringer als die der Bohrung des Aufnahmeteiles sein.

Die Bohrung des Aufnahmeteiles muß nicht notwendig dessen gesamte Länge durchsetzen. Das kann insbesondere im Hinblick auf die eventuelle Notwendigkeit der Wiederentfernung des Implantates vorteilhaft sein. Bei vollständig durchgehender Bohrung bildet sich nach dem Einsetzen des Implantates am distalen Ende des Aufnahme-

teiles ein Hohlraum - vorausgesetzt, der in das Aufnahmeteil einschlagende Nagel schließt distal nicht genau mit dem Aufnahmeteil ab. In diesen Hohlraum wächst Knochensubstanz hinein und da die Form des Hohlraumes im allgemeinen die eines Kegelstumpfes mit nach distal abnehmendem Durchmesser ist, hält der eingewachsene Knochen das Implantat bei der Explantation fest. Distal geschlossene Aufnahmeteile müssen materialbedingt so weit nachgiebig sein, daß sie sich beim Einschlagen des Nagels bauchig verformen oder durch Schlitzungen aufspreizen, wodurch allerdings wiederum das Problem des Hohlraumes auftritt.

Soll die Implantationstiefe des Aufnahmeteiles von der Knochenoberfläche ausgehen, kann das Aufnahmeteil zur weiteren Verbesserung des beabsichtigten Sitzes in den Knochenfragmenten mit einem radial nach außen abstehenden kragenähnlichen Anschlag- oder Auflageflansch versehen sein.

Durch einen Rastmechanismus zwischen dem Aufnahmeteil und dem Nagel, ergibt sich nochmals eine Verbesserung der Verankerungssicherheit des Implantates, da auf diese Weise ein nachträgliches Zurückgleiten des unter starkem Druck stehenden Nagels verhindert wird. Beispielsweise kann der Nagel an seinem Kopfende eine konzentrisch um den Schaft angeordnete Rille aufweisen, während die innere Bohrung des Aufnahmeteiles an dem Ende ihres größten Durchmessers mit einer entsprechenden einrastbaren Ringnut versehen ist. Durch diese Begrenzung der Einschlagtiefe des Nagels, ergibt sich auch eine genau definierte Aufspreizung des Aufnahmeteiles, so daß Aussagen zur Wirksamkeit des Implantates möglich sind.

Einer besonders vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung gemäß, besteht das gesamte Implantat aus resorbierbarem Material, vorzugsweise aus Polylactid. Damit entfällt das Problem der Entfernung des Implantates, womit auch keine Begrenzung der widerhakenähnlichen Verkrallung mehr notwendig ist. In dieser Ausführung sind die Vorteile der Erfindung voll nutzbar.

Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen gekennzeichnet bzw. werden nachstehend zusammen mit der Beschreibung der bevorzugten Ausführung der Erfindung anhand der Figuren näher dargestellt. Es zeigen:

Figur 1 eine Ausführungsvariante eines erfindungsgemäßen Implantates im Längsschnitt,

Figur 2 eine Ausführungsform eines Aufnahmeteiles im Querschnitt mit Blickrichtung in Implantationsrichtung und

Figur 3 die Darstellung eines Anwendungsfalles im Schnitt.

Das erfindungsgemäße Implantat besteht gemäß Figur 1 aus einem Aufnahmeteil 1 und einem Nagel 2. Das Aufnahmeteil 1 ist als zylindrischer Hohlkörper mit einer sich verjüngenden Bohrung 3

ausgebildet. Dabei ist der größte Durchmesser der Bohrung 3 größer und der kleinste Durchmesser der Bohrung 3 kleiner als der Durchmesser des Nagelschaftes 4 über der gesamten Länge des Schaftes 4. Auch der Nagelschaft 4 verjüngt sich ausgehend vom Kopf 5 des Nagels 2. Der Durchmesser der Bohrung 3 nimmt aber über gleiche Distanzen wesentlich stärker ab als der des Nagelschaftes 4. Die Länge der Bohrung 3 entspricht ungefähr der des Nagelschaftes 4. Die äußere Mantelfläche 6 des Aufnahmeteiles 1 ist mit sägezahnähnlichen Vorsprüngen 7 versehen. Die Flanken der Zähne sind widerhakenähnlich zur Implantationsrichtung angeordnet.

Zur Erleichterung der Implantation und einer eventuellen Explantation ist das Aufnahmeteil 1 mit einem Flansch 8 zur Auflage auf den Knochen ausgestattet. Nach dem Einsetzen des Aufnahmeteiles 1 in einer entsprechenden Bohrung, die die zu vereinigenden Knochenbruchstücke 9 und 10 durchsetzt, wird der Nagel 2 in die sich verjüngende Bohrung 3 des Aufnahmeteiles 1 eingeschlagen. Dabei spreizt sich das distale Ende 11 des Aufnahmeteiles 1 auf, wodurch ein widerhakenartiges Verkrallen der sägezahnähnlichen Vorsprünge 7 mit der umgebenden Knochensubstanz des Knochenbruchstückes 10 hervorgerufen wird. Um eine dauerhafte Verbindung zwischen dem Nagel 2 und dem Aufnahmeteil 1 in definierter Relativlage zu garantieren, ist der Nagelschaft 4 mit einer ringförmigen Aussparung 12 versehen, die in einer entsprechenden Ringnut 13 innerhalb der Bohrung 3 des Aufnahmeteiles 1 einrastbar ist.

Die Figur 2 zeigt eine weitere Möglichkeit der Ausführung der Mantelfläche 6. Hierbei sind Längsnuten 14 vorgesehen, die in dem der Darstellung entsprechenden Querschnitt sternzackenförmig von der Außenfläche 6 abstehen. Ein Längsschlitz 15 am distalen Ende 11 des Aufnahmeteiles 1 erleichtert das Aufspreizen beim Einschlagen des Nagels 2.

Das zur Vereinigung zweier Knochenbruchstücke 10 und 11 eingesetzte Implantat ist in Figur 3 dargestellt. Die Pfeilrichtungen kennzeichnen die Kraftwirkungen beim Einschlagen des Nagels 2. Es ist ersichtlich, daß das Knochenbruchstück 9 auf das Knochenbruchstück 10 gepreßt wird, wobei gleichzeitig ein Aufspreizen des distalen Endes 11 des Aufnahmeteiles 1 erfolgt. Dadurch verkrallen sich die Vorsprünge 7 der Mantelfläche 6 des Aufnahmeteiles 1 widerhakenartig mit dem Knochenbruchstück 10. Das Implantat besteht vorzugsweise aus resorbierbarem Material, beispielsweise Polylactid, so daß die Notwendigkeit der Entfernung des Implantates nach Heilung des Bruches entfällt. Folglich können die Vorzüge des erfindungsgemäßen Implantates, insbesondere die auslockerungsherabsetzende Wirkung durch das Auf-

spreizen des Aufnahmeteiles 1 voll ausgeschöpft werden.

Die Erfindung beschränkt sich in ihrer Ausführung nicht auf das vorstehend angegebene bevorzugte Ausführungsbeispiel. Vielmehr ist eine Anzahl von Varianten denkbar, welche von der dargestellten Lösung auch bei grundsätzlich anders gearteten Ausführungen Gebrauch machen.

## Ansprüche

1. Verbindungselement für die Osteosynthese, **gekennzeichnet durch** eine aufspreizbare, vorzugsweise elastisch verformbare hohle Hülse (1) mit von einer Stirnfläche aus abnehmendem Innendurchmesser und einen Stift (2), dessen Außendurchmesser größer als der kleinste und kleiner als der größte Innendurchmesser der Hülse (1) ist und dessen Länge im wesentlichen der Länge der inneren Bohrung (3) der Hülse (1) entspricht, wobei die Hülse und der Stift aus resorbierbarem Material bestehen.
2. Verbindungselement nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Hülse (1) und der Stift (2) aus Polylactid bestehen.
3. Verbindungselement nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß die äußere Mantelfläche (6) des Aufnahmeteiles (1) widerhakenartige Vorsprünge (7) aufweist.
4. Verbindungselement nach Anspruch 3, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Vorsprünge (7) wendelförmig oder als konzentrische Ringe ausgebildet sind.
5. Verbindungselement nach Anspruch 4, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Außenkonturen der Vorsprünge (7) in Richtung der Bohrungsachse sägezahnförmig ausgebildet sind.
6. Verbindungselement nach einem der vorangehenden Ansprüche, **durch gekennzeichnet**, daß sich die Vorsprünge (7) wulstartig in Längsrichtung erstrecken.
7. Verbindungselement nach Anspruch 6, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Außenkonturen der Vorsprünge quer zur Bohrungsachse sägezahnförmig ausgebildet sind.
8. Verbindungselement nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß sich der Schaft (4) des Stiftes (2) zu seiner Spitze hin verjüngt, wobei der Schaftdurchmesser an der Spitze des Stiftes (2) größer als der kleinste Innendurchmesser der Hülse (1) ist.
9. Verbindungselement nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß die innere Bohrung (3) der Hülse (1) durchgehend ist.
10. Verbindungselement nach Anspruch 9, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Hülse (1) minde-

stens einen sich zum Ende hin erstreckenden Längsschlitz (15) aufweist.

11. Verbindungselement nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Hülse (1) an dem Ende mit dem größten Durchmesser der inneren Bohrung (3) einen radial nach außen weisenden kragenähnlichen Anschlag- oder Auflageflansch (8) aufweist.

12. Verbindungselement nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß der Schaft (4) des Stiftes (2) eine ringförmige Nut (12) und die innere Bohrung (3) der Hülse (1) eine der Einschlagtiefe des Stiftes (2) in die Hülse (1) angepaßte und in die Nut (12) einrastbare ringförmige Wulst aufweisen oder umgekehrt.

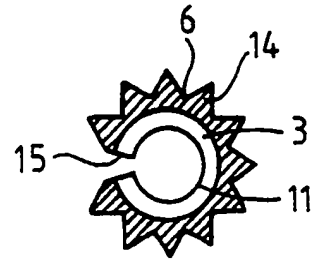
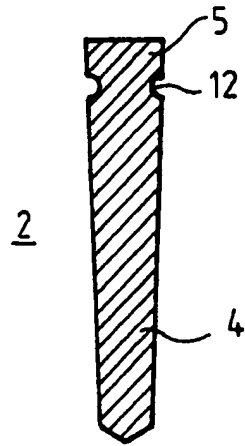


Fig. 2

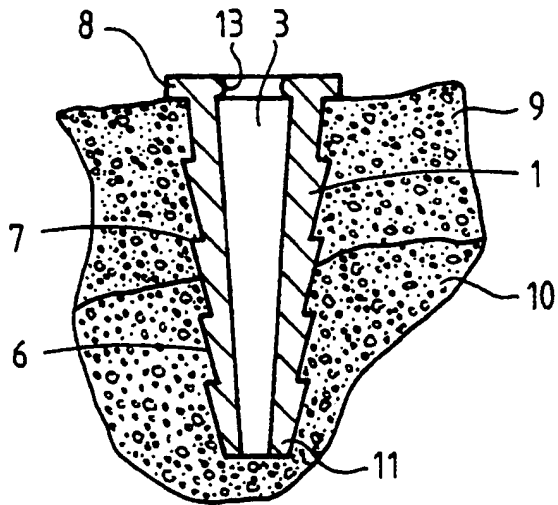


Fig.1

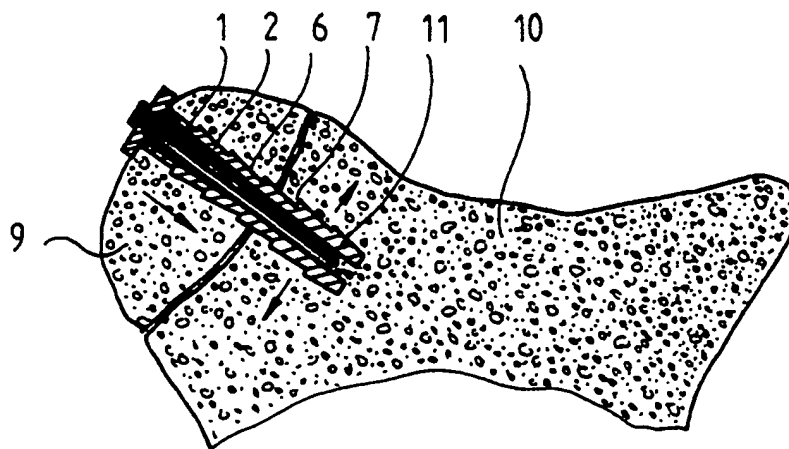


Fig. 3